

文章编号 :0253-2239(2001)12-1437-07

基于多通道时间分辨光学层析成像系统的 差分图像重建

赵会娟¹⁾²⁾ 高 峰¹⁾²⁾ 山田幸生²⁾

(1), 中国科学院西安光学精密机械研究所, 西安 710068
(2), 日本国立产业技术综合研究所, 日本茨城县 Tsukuba 市, 305-8564)

摘要: 报道了基于 32 通道时间分辨光学层析成像系统的差分图像重建结果。实验采用两个光学参数与生物组织体大致相同的圆柱型模拟体, 分别用于模拟新生儿头部和成人手臂。重建结果表明: 采用差分测量的方法很好地重建出了异质体的位置、尺寸及吸收系数相对于背景的变化, 模拟和实验重建验证了所发展的二维、半三维重建算法的可行性, 使用平均飞行时间作为数据类型、32 个探测通道测量, 比用强度作为数据类型或 16 通道测量更为准确地区分出了两个相距 20 mm 的异质体。结果表明用目前的系统可以定性地重建出异质体的位置、尺寸、吸收系数的变化, 展示该光学层析成像技术将在监测诸如血液含氧量变化、组织体涉氧新陈代谢等生理过程中具有良好应用前景。也对该种成像方法所存在的问题及进一步改进的措施进行了讨论。

关键词: 近红外光; 光学层析成像; 图像重建技术

中图分类号: TN911.73 文献标识码: A

1 引 言

近 10 年来, 基于近红外光的光学成像受到了广泛的重视。由于生物组织体对近红外光的吸收变化和组织体中血红蛋白氧化水平以及新陈代谢过程密切相关, 加之近红外光成像具有非侵入性、可小型化等优点, 可望用于人体某些生理状态的连续观测, 如血液含氧量变化、新生儿大脑缺氧状况监视、以及妇女乳腺肿瘤早期诊断等。目前已经发展的近红外光成像方法主要包括: 1) 使用连续光的传输强度测量方法^[1]; 2) 使用光强调制的频域法^[2,3]; 3) 使用脉冲光源的时间分辨方法^[4,5]。由于时间分辨方法采用超短激光脉冲作为光源, 在边界上可以高时间分辨地测量与组织体内部光学参数有关的传输光, 因此可以提供更多的组织体光学参数分布的信息。

使用钛宝石激光器及同步扫描相机的时间分辨测量系统^[6]虽然取得了很大进展, 但出于临床应用的考虑, 小型化、易携带、价格相对便宜将是此类系统研制开发的一个努力方向。由此, 使用半导体激光器、工作于单光子计数模式的时间分辨系统就应运而生了。日本国立产业技术综合研究所与岛津、浜松公司合作, 新近组建了一套具有三个近红外波

长半导体激光器激励、32 个探测通道的时间分辨光学层析成像系统, 但此前只用非时间分辨测量, 即强度的差分测量获得了初步重建结果^[7]。本文报道了利用这一系统用时间分辨数据得到的重建图像, 验证了我们所设计的二维、半三维图像重建模型的准确性, 讨论了时间分辨系统所存在的问题及可能的解决方案。

2 多通道时间分辨近红外光学层析成像系统及模拟体

我们所使用的 32 通道时间分辨近红外光学层析成像系统如图 1 所示^[7], 三个半导体激光器分别发出 $\lambda_1 = 761 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 791 \text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 830 \text{ nm}$ 三种波长的光, 脉冲功率为 500 mW, 脉宽为 100 ps, 重复频率为 5 MHz。该近红外光脉冲通过光开关逐个耦合到入射光纤内, 每一个入射光纤发出的光通过组织体时被散射和吸收, 分布于组织体表面的 32 个探测光纤探测此传输光并将其送入其后的时间分辨单光子计数单元, 其工作过程包括: 调节可变衰减器使光电倍增管工作于单光子计数状态, 光电倍增管输出的电子脉冲经放大送入其后的常量鉴别器 (CFD), 其输出信号触发时间-幅度变换器 (TAC) 产生一个正比于光子在组织体内飞行时间的电压,

计算机通过 A/D 变换器得到此信息, 通过多次重复采集数据, 即可得到该探测光纤所在位置的出射光子数目随飞行时间分布的直方图, 也即时间点扩展

函数(TPSF)。对每一个输入光纤及探测光纤组合, 重复以上的测量步骤, 最后得到 32×32 个数据组。

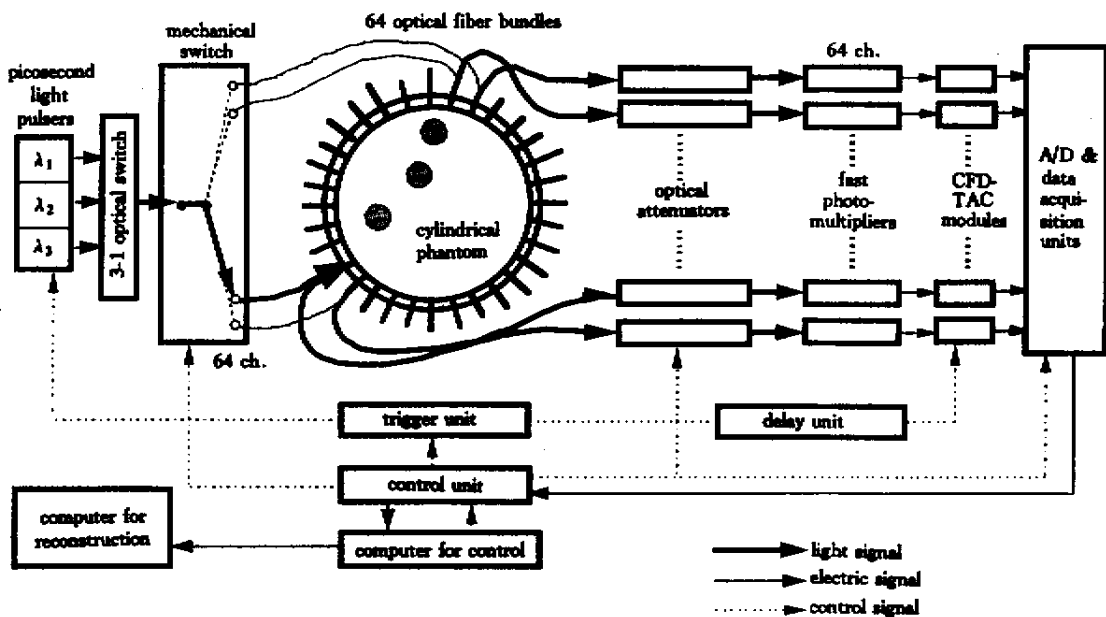


Fig.1 Schematics of 32-channel time-resolved near infrared optical tomography system

我们使用了结构如图 2^[8]、图 3 所示的两种模拟体分别用以模拟新生儿的头部和成人的手臂, 其光学参数及结构参数如表 1 所示, 其中 R 、 L 分别为半径和长度, μ_a 、 μ'_s 分别代表吸收系数、退化的散射系数。

中加入适量的 $Ti:O_2$ 颗粒作为散射体制成, 异质体是在本底材料基础上加入适量的染料达到所需要的吸收系数。

两个模拟体的本底上均按照异质体所需放置的位置预留出孔, 当放置和本底具有相同光学参数的同质棒时, 成为均匀模拟体, 放置具有和本底不同光学参数的异质体时, 成为不均匀模拟体。

模拟体 1、2 的本底分别为在环氧树脂、硅橡胶

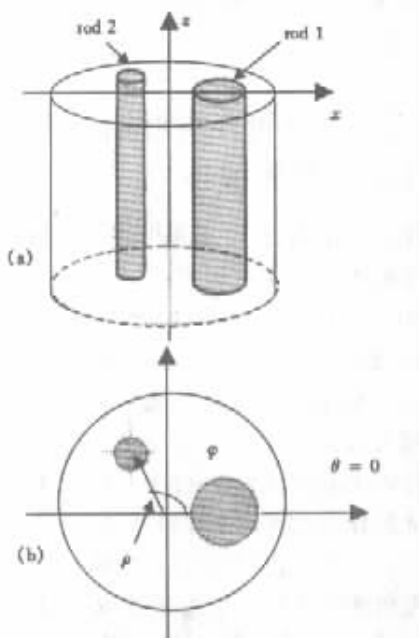


Fig.2 Geometry of the cylindrical phantom 1. (a) Side view ;(b) Top view

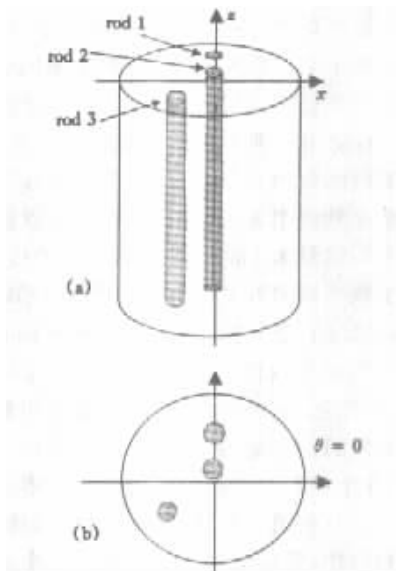


Fig.3 Geometry of the cylindrical phantom 2. (a) Side view ;(b) Top view

Table 1. Definition of the two cylindrical phantoms

	background		heterogeneity 1		heterogeneity 2		heterogeneity 3	
	phantom 1	phantom 2	phantom 1	phantom 2	phantom 1	phantom 2	phantom 1	phantom 2
R / mm	34.00	40.00	10.25	5.00	6.05	5.00	—	5.00
L / mm	66.00	148.00	66.00	148.00	66.00	148.00	—	148.00
μ_a / mm^{-1}	0.004	0.004	0.015	0.020	0.015	0.020	—	0.020
μ'_s / mm^{-1}	0.52	0.80	0.52	0.80	0.52	0.80	—	0.80
ρ / mm	—	—	15.00	25.00	20.00	5.00	—	28.00
$\varphi / (^\circ)$	—	—	0	90.00	120.00	225.00	—	90.00

3 图像重建算法

光学层析成像的图像重建就是要根据已知的边界溢出光子的分布重建出组织体内部光学参数的分布,在数学上就是对给定的光子传输模型(正问题)的逆问题。在实际中广泛地采用扩散方程(DE)作为正向模型。

对于具有已知光学参数分布、被理想的 δ 光脉冲激励且满足罗宾(Robin)边界条件的模拟体,采用有限元法求解扩散方程可得到传输光子密度的 n 阶时间矩 $\phi^{(n)}(\xi_d, \xi_s)^{101}$

$$\phi^{(n)}(\xi_d, \xi_s) = \int_0^{\infty} t^n \phi(\xi_d, \xi_s, t) dt, \quad (1)$$

其中 $\phi^{(n)}(\xi_d, \xi_s, t)$ 为模拟体内部的光子密度, ξ_d 和 ξ_s 代表探测器和源位置, $n = 0, 1, 2, \dots$ 。根据费克(Fick)定律,并考虑罗宾边界条件:

$$T^{(n)}(\xi_d, \xi_s) = \int_0^{\infty} t^n T(\xi_d, \xi_s, t) dt = \frac{v}{2} \frac{1 - R_f}{1 + R_f} \phi^{(n)}(\xi_d, \xi_s), \quad (2)$$

其中 $T(\xi_d, \xi_s, t)$ 为溢出光子的时间点扩展函数, v 为光在模拟体中的传播速度, R_f 为在边界上的内部反射系数。 $T^{(n)}(\xi_d, \xi_s)$ 称为 $T(\xi_d, \xi_s)$ 的 n 阶时间矩。

尽管全部的时间点扩展函数可以作为重建算法的输入,但为了节省计算时间,目前一般采用一个或几个数据类型来表征时间点扩展函数的特征,常用的有:强度(连续成分) $I = T^0$,平均飞行时间 $t = T^{(1)}/T^{(0)}$,相对于平均飞行时间的方差 $c_2 = T^{(2)}/T^{(0)} - [T^{(1)}/T^{(0)}]^2$ 等。

逆问题的求解一般采用牛顿-拉夫逊(Newton-Raphson)线性近似法:

$$\left. \begin{aligned} M^{(v)} - F^{(v)}(p_k) &= J^{(v)}(p_k) \delta p_k, \\ p_{k+1} &= p_k + \delta p_k, \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

其中 $M^{(v)}$ 为对应某种数据类型的测量向量($v \in \{I, t, c_2\}$), $F^{(v)}$ 为相对于 $M^{(v)}$ 的正向模型算子, p_k 和 δp_k 为在第 k 次迭代时网格节点上的光学参数及其扰动, $J^{(v)}(p)$ 为 $F^{(v)}$ 的雅可比(Jacobi)矩阵,它可以通过最佳摄动量法有效求得^[11]。一般情况下,方程(3)是欠定的、病态的,目前求解所采用的主要方法是代数重建技术^[12]。

为了兼顾重建精度和计算量,对于如上的圆柱形模拟体,我们发展了二维、半三维、三维的重建算法:

二维算法:模拟体可视为无限长并被平行于其轴线方向的线光源所激励,因此光学参数和光子密度在垂直于轴线方向的各个平面上相同,算法上使用二维的扩散方程和二维光学参数网格划分。

半三维算法:模拟体具有有限长度,光学参数沿轴线方向均匀分布,算法上使用三维扩散方程及二维光学参数网格划分。

三维算法:模拟体为有限长度,光学参数在模拟体内为任意三维分布,算法上使用三维扩散方程及三维光学参数网格划分。

显然二维模型所需计算时间最短,但与实际模拟体存在模型误差,三维模型适用于所有实际模拟体但计算量巨大。对于本文所使用的模拟体在兼顾重建精度和计算量的前提下,采用二维或半三维模型比较合适。

4 重建结果及讨论

实验时所有光纤由光纤架固定于模拟体的半高度处,光纤顺序地沿模拟体圆周方向均匀分布,本文重建所用数据均取自 λ_1 激励时的值。

为了校正各通道在时间上的不一致性带来的误差,采用差分测量的方法,其在数学上表示为

$$\left. \begin{aligned} \log I &= \log(I_{\text{real}}/I_{\text{ref}}) + \log(I_{\text{bg}}), \\ t &= \frac{t_{\text{real}}}{t_{\text{ref}}} t_{\text{bg}} \quad \text{or} \\ t &= t_{\text{real}} - t_{\text{ref}} + t_{\text{bg}}, \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

其中 χ_{real} 、 χ_{ref} 和 χ_{bg} ($\chi \in \{I, t\}$) 分别是实际测量、参考测量以及对背景的有限元 (FEM) 模型计算

得到的对应量。在实际操作中,首先对均匀模拟体进行测量,得到参考测量数据,然后同样测量条件下,测量不均匀模拟体,得到实际测量数据。

图 4 示例给出了当源光纤位于通道 1 时,三个波长下由 32 个探测通道测量得到的模拟体 1 的时间分辨曲线。

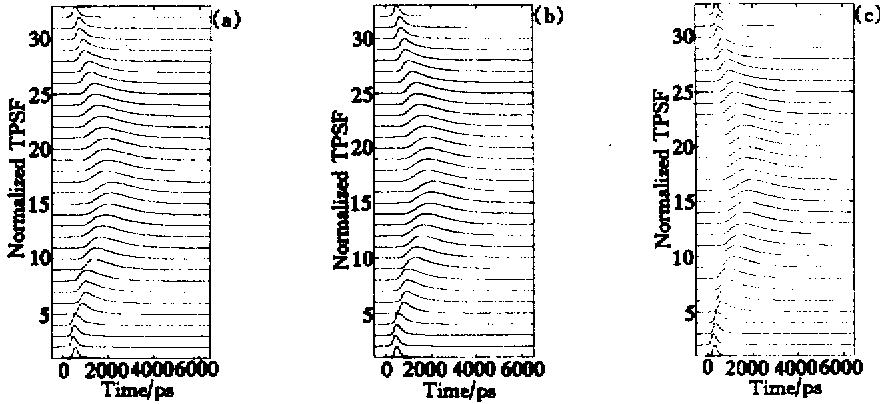


Fig. 4 The TPSF of phantom 1 in 3 wavelengths detected by 32 detecting channels when the source fiber is channel 1. Note : The ordinate stands for the sequence number of the curves. (a) $\lambda = 761 \text{ nm}$; (b) $\lambda = 791 \text{ nm}$; (c) $\lambda = 830 \text{ nm}$

4.1 模拟体 1 的重建结果

为了与实验重建结果进行比较,我们给出了模拟重建结果,方法是把三维扩散方程的有限元模型计算结果作为“实验数据”输入到重建算法中,因此该图像应为用此算法在理想的测量系统下对实验数据重建所能得到的最理想图像。图 5 给出了用 t 作为数据类型分别用二维、半三维得到的模拟重建图像,结果表明:重建出的异质体位置准确、清楚地反应了内部光学参数的变化,并且可以很明显地看

出,对于模拟体 1 这样长径比比较小的结构,由于端面的反射作用不能忽略,半三维重建比二维重建效果要好得多。但需要注意的是,异质体的直径变大、峰值变低,例如重建的 Rod 1 的峰值处的吸收系数和本底相差为 0.0037 mm^{-1} ,而实际相差值为 0.011 mm^{-1} 。重建出的图像峰值变低、直径变大的原因是算法上存在的空间滤波效应,直径越小的异质体遭受的滤波效应越严重,峰值也就变得越小,面积展宽得更严重(如 Rod 2)。这种空间滤波效应可以

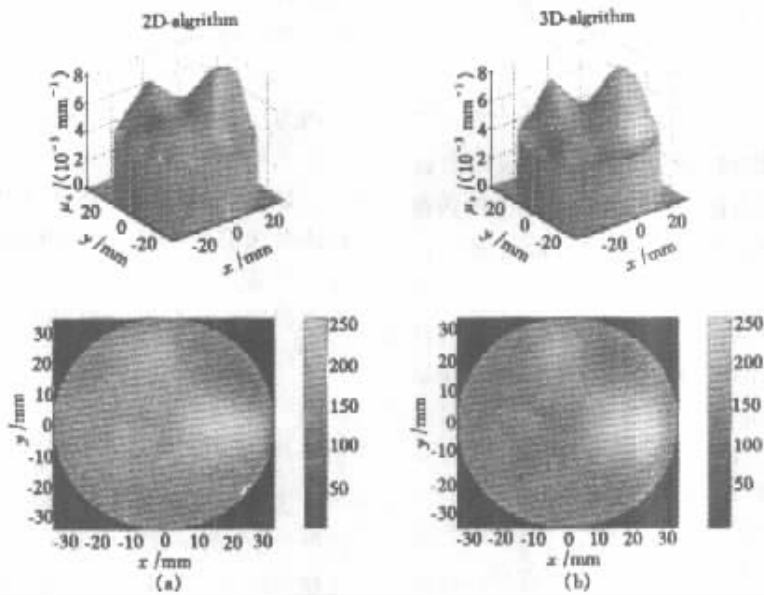


Fig. 5 Simulated reconstruction images of phantom 1 using t as data type, from 2-D (a) and semi 3-D (b) algorithms after 10 iterations

通过增加迭代次数在一定程度上得以减弱。

图 6 是实验数据用 t 的重建结果,与模拟图像比较可以发现, Rod 1 的峰值处的吸收系数和本底相差为 0.0035 mm^{-1} , 吸收系数值的重建基本达到了模拟图像的水平,两个异质体清晰可见,相互位置正确,但面积略有展宽,可能原因为: 1) 由于异质体是插入式的,异质体表面的反射以及其和本底之间的间隙带来的误差导致异质体边缘成像质量变差,如果采用本底和异质体为一体的模拟体,相信重建效

果会得到明显提高 2) 边缘效应的影响,由于重建模型与测量数据匹配的不完备性以及代数重建法固有的缺陷,在重建图像的边缘处往往伴随有斑点(如图 6 的下部),导致图像向模拟体边缘展宽。Rod 2 位置不够准确的原因可能为: 1) 边缘效应使其向边缘展宽 2) 在目前的重建算法中,大的不均匀体的强烈散射对相距较近的小不均匀体的散射量的估计具有影响,使其位置发生偏差。

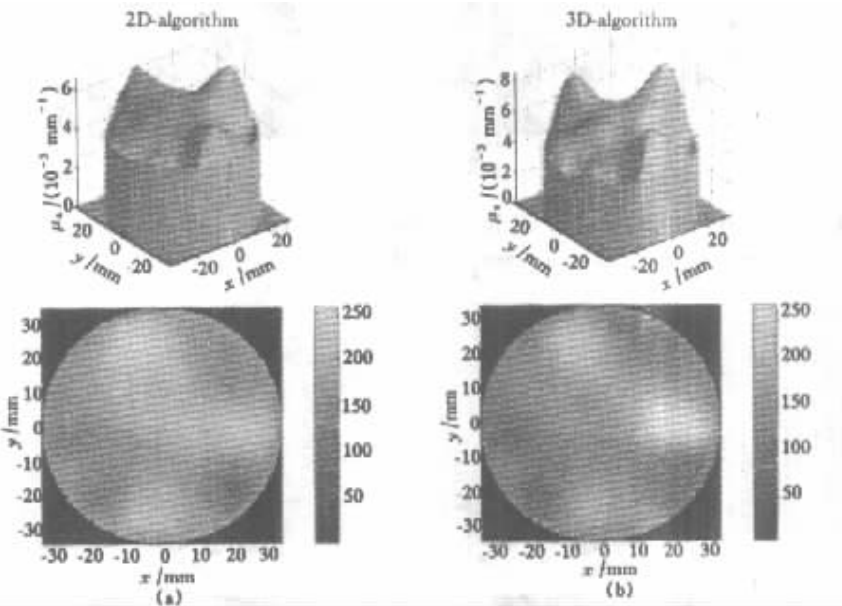


Fig. 6 Reconstructed images of phantom 1 from using t as data type, from 2-D (a) and semi 3-D (b) algorithm, after 10 iterations

由于难以制备对不同波长光具有不同吸收系数的模拟体,在此实验上只能采用差分测量的方法以减小通道间不一致性带来的误差,在实际应用时,由于不同含氧量的血液对不同的光波长具有不同的吸收,因此可采用多波长下的测量代替参考测量,虽然重建出的仍只是吸收系数的相对变化,但对于监测诸如运动后组织体血液含氧量的变化、涉氧新陈代谢过程等具有良好的应用前景。

4.2 模拟体 2 的重建结果

多通道探测在增加了信息量的同时却带来了更多的误差,综合来看,重建精度提高如何令人质疑,为此我们采用模拟体 2 进行验证。

图 7 (a) 图 (b) 是 16 通道测量下分别用 I 、 t 重建得到的图像。

图 8 (a) 图 8 (b) 是 32 通道测量下用 I 、 t 重建得到的图像。比较可知: 当两个异质体 (1, 3) 相距较小 (20 mm) 时,用 I 重建时无论是 16 通道还是 32

通道都无法区分出两者,当用 t 重建时 16 通道也不足以区分两者,但 32 通道探测时二者基本分离。因此,时间分辨的多通道系统有利于提高重建精度,若能在克服通道间的不一致性的基础上适当增加通道数目,分辨率将会得到进一步提高。

理论研究表明^[13] 在目前使用的三个数据类型中, t 具有对吸收系数的变化最敏感、不受各通道时间不一致性影响的优点,但是需要参考测量,相对于平均飞行时间的方差,平均飞行时间对吸收系数的变化敏感度次之,但对各通道时间不一致性的变化敏感。目前所广泛采用的这些数据类型虽然具有节省计算时间的优点,但由于不能够完整地表征时间点扩展函数的特征,造成信息的丢失即算法上空间滤波效应的产生,从而导致分辨率下降(如图 8 中的 Rod 1 和 Rod 2 无法分离),如果采用全部的时间点扩展函数进行计算^[14] 不仅可大大地提高分辨率,而且使吸收系数和散射系数的重建精度得到大大提高。

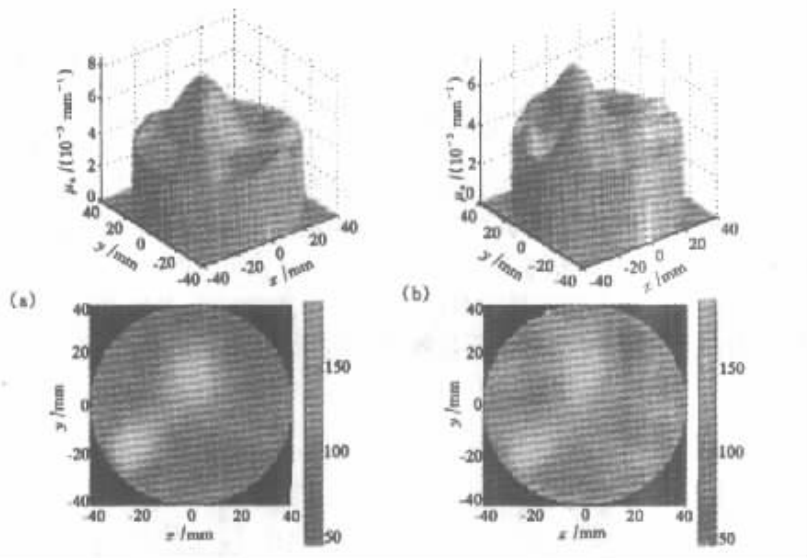


Fig.7 2-D reconstruction images of phantom 2 using (a) I ; (b) t as data type respectively, when only 16 channels are adopted in differential measurement

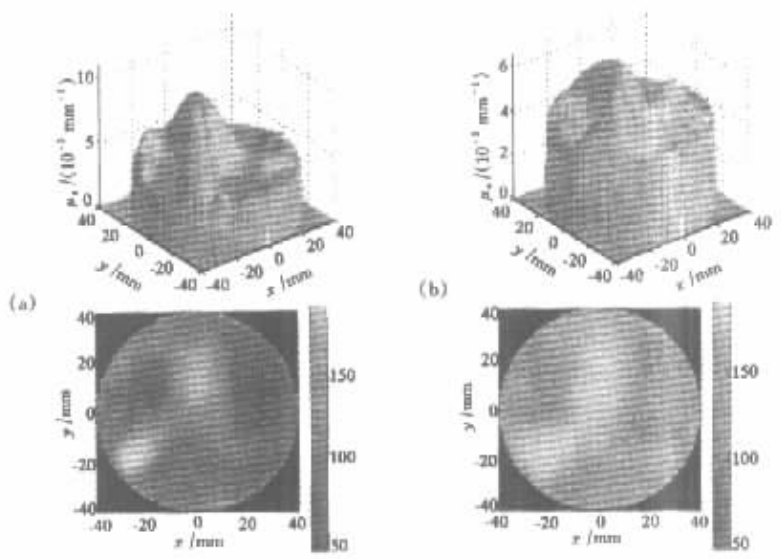


Fig.8 3-D reconstruction images of phantom 2 using (a) I ; (b) t as data type respectively, when 32 channels are adopted

总结及展望 本文报道了基于 32 通道近红外光学层析成像系统的图像重建结果。用两个光学参数与生物组织体大致相同的圆柱型模拟体分别模拟新生儿头部和成人手臂,通过对传输光的差分测量,重建出了模拟体内部吸收系数的分布,迈出了该系统向临床应用的重要一步。

采用差分测量的方法用平均飞行时间作数据类型重建出了异质体的吸收系数相对于背景的变化,在实际应用时,可利用多波长下的测量代替相对测量,这对于监测某些生理变化,诸如血液含氧量的变化等具有良好的应用前景。

多通道时间分辨系统的采用不但提高了测量速

度,而且提高了对样本的分辨率。但多通道系统带来的弊端是通道间不一致性引起的的时间分辨数据的误差,因此建立在改善通道间一致性基础上的测量通道数目的适当增加,将会进一步提高图像分辨率。

对不同模拟体的测量验证了所发展的二维、半三维重建算法的可行性。由于样本与模型的匹配度不仅与样本的尺寸有关还与样本内部光学参数有关,因此,进一步在理论上研究各模型的适用范围是必要的。

由于时间分辨测量数据提供了更多的生物组织体内部光学参数的信息,尤其是散射系数的信息,使用直接测量方法得到的时间分辨数据可以同时重建

出绝对吸收和散射系数。因此发展新的和时间分辨有关的数据类型以重建绝对光学参数、改善重建图像质量也是今后需要探索的课题之一。

参 考 文 献

- [1] Colak S B , Papaioannou D G , t' Hooft G W *et al.* . Tomographic image reconstruction from optical projections in light-diffusing media. *Appl. Opt.* , 1997 , **36** (1) : 180 ~ 219
- [2] Fantini S , Walker S A , Franceschini M A *et al.* . Assessment of the size , position , and optical properties of breast tumors in vivo by noninvasive optical methods. *Appl. Opt.* , 1998 , **37** (10) : 1982 ~ 1989
- [3] Jiang H , Paulsen K D , Osterberg U L . Optical image reconstruction using frequency-domain data : Simulations and experiments. *J. Opt. Soc. Am. (A)* , 1996 , **13** (1) : 253 ~ 266
- [4] Chen K , Peralman L T , Zhang Q *et al.* . Optical computed tomography in a turbid medium using early arriving phantoms. *J. Biomed Opt.* , 2000 , **5** (2) : 144 ~ 152
- [5] Schweiger M , Arridge S R , Delpy D T . Application of the finite element for the forward and inverse models in optical tomography. *J. Math. Imag. Vision* , 1993 , **3** (1) : 263 ~ 283
- [6] 高峰 , Zint C V , Poulet P . 时间分辨光学 CT 的实验研究. *光学学报* , 2001 , **21** (9) : 1068 ~ 1072
- [7] Eda H , Oda I , Ito Y *et al.* . Multichannel time-resolved optical tomographic imaging system. *Rev. Scient. Instrum.* , 1999 , **70** (10) : 3595 ~ 3602
- [8] Takahashi Y , Yamada Y , Proskurin S G *et al.* . Measurement and FEM calculation of light pulse propagation through cylindrical homogeneous and inhomogeneous phantoms. *Proc. SPIE* , 1995 , **2626** : 103 ~ 112
- [9] Arridge S R , Schweiger M . Direct calculation of the moments of the distribution of photon time of flight in tissue with a finite-element method. *Appl. Opt.* , 1995 , **34** (15) : 2683 ~ 2687
- [10] 高峰 , 牛憨笨 . 光学 CT 二维正向问题的数值模拟研究. *光学学报* , 1997 , **17** (2) : 206 ~ 210
- [11] 高峰 , 赵会娟 , 张焕文 等 . 最佳摄动量法在光学层析成像逆问题中的应用. *光学学报* , 1999 , **19** (5) : 577 ~ 585
- [12] Herman G T . *Image Reconstruction from Projections : The Fundamentals Of Algorithm of Computerized Tomography* . New York : Academic , 1980
- [13] Gao F , Zhao H , Onodera Y *et al.* . Image reconstruction from multi-channel time-resolved optical tomographic imaging system. *Proc. SPIE* , 2001 , **4250** : 351 ~ 361
- [14] Gao F , Zhao H , Yamada Y . Improvement of image quality of diffuse optical tomography using full time-resolved data. *Appl. Opt.* , 2002 , **41** (1) [即将刊出]

Differential Image Reconstruction Based on Multi-Channel Time Resolved Optical Tomographic Imaging Experiment

Zhao Huijuan¹⁾²⁾ Gao Feng¹⁾²⁾ Yamada Y²⁾

(1) , Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics , The Chinese Academy of Sciences , Xi'an 710068)
 (2) , National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST) ,
 1-2 Namiki , Tsukuba , Ibaraki 305-8564 , Japan)

(Received 21 August 2000 ; revised 23 October 2000)

Abstract : Optical image reconstruction of absorption distribution by use of differential time-resolved measurements from a 32-channel optical tomography system is reported for two cylindrical phantoms which have optical properties in the range of these expected for living tissue. Images with different heterogeneity locations , sizes , and absorption coefficients have been achieved with good qualities. Simulated and experimental reconstructions show that the 2-D , semi 3-D algorithms are effective. Two heterogeneities which are 20 mm apart are distinguished more clearly by using mean time as the data type from 32-channel measurement than that by using intensity as data type or from 16-channel measurement. Results suggest that qualitative images can be achieved in terms of heterogeneities locations , sizes , and the change of absorption from this system. Some of the existing problems associated with the multi-channel time resolved system are discussed.

Key words : near infrared light ; optical tomography ; image reconstruction